

مقایسه استحکام باند برشی سه نسل باندینگ رزینی و یک باندینگ گلاس آینومری با عاج

دکتر محمد عاطفت^۱ - دکتر مصطفی صادقی^۲

۱- استادیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، رفسنجان، ایران

۲- استاد گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، رفسنجان، ایران

چکیده

زمینه و هدف: با توجه به بعضی ویژگیهای خاص عاج نظیر ساختمان توبولار و رطوبت داخلی آن، پیوند به عاج نسبت به مینا دشوارتر است. هدف از این مطالعه مقایسه استحکام پیوند برشی کامپوزیت رزین به عاج توسط سه نوع مختلف باندینگ رزینی و یک باندینگ گلاس آینومری (GC Fuji Bond LC) می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه آزمایشگاهی، ۷۲ دندان پره مولر بدون پوسیدگی و ترمیم انتخاب و به صورت تصادفی به شش گروه ۱۲ تایی تقسیم شدند. گروه اول به عنوان گروه شاهد و بدون هیچ گونه آماده‌سازی روی سطح عاج و گروههای بعدی به ترتیب از باندینگ رزینی Single Bond، OptiBond XT، All in One و باندینگ GC Fuji Bond LC به دو صورت Co-cure و Pre-cure روی سطح عاج استفاده شد. پس از نگهداری نمونه‌ها به مدت دو هفته در آب مقطر در دمای اتاق، استحکام پیوند برشی آنها با دستگاه تست مکانیکی (Zwick Universal Testing) و با سرعت یک میلی‌متر بر دقیقه ثبت شد. داده‌ها با آزمونهای آماری ANOVA و Tamhane's T2 آنالیز شدند. نتایج در قالب جداول ارائه گردید.

یافته‌ها: بیشترین پیوند برشی کامپوزیت رزین به عاج با باندینگ OptiBond XTR ($24/05 \pm 9/43$) مگاپاسکال و کمترین در گروه شاهد ($0/68 \pm 0/32$) مگاپاسکال به دست آمد. همچنین استحکام پیوند برشی کامپوزیت رزین به عاج در گروه پنجم و ششم که از چسب GC Fuji Bond LC استفاده شد به طور معنی‌داری از استحکام پیوند گروههایی با باندینگ‌های رزینی کمتر بود. نتیجه‌گیری: بر اساس این مطالعه، هنوز کاربرد آدهزیو گلاس آینومری GC Fuji Bond LC جهت اتصال کامپوزیت رزین به عاج دندان توصیه نمی‌شود.

کلید واژه‌ها: عوامل باندینگ عاجی، فوجی باند ال سی، گلاس آینومر، کامپوزیت رزین

پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۹/۲۷

اصلاح نهایی: ۱۳۹۳/۹/۱۶

وصول مقاله: ۱۳۹۳/۵/۲۰

نویسنده مسئول: دکتر مصطفی صادقی، گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، رفسنجان، ایران
e.mail: mostafa.sadegh@rumsi.ac.ir

مقدمه

باندینگ به منظور مقاوم کردن در برابر فشار ناشی از انقباض پلی‌مریزاسیون صورت گرفته است موجب تولید نسلهای مختلف عوامل باندینگ با استحکام پیوند بالا شده است. (۴-۶) با توجه به اینکه عاج دندان یک بافت مرطوب همراه با مایع داخل توبولی است، سمانهای گلاس آینومری بر خلاف کامپوزیت رزین آگریز با عاج سازگارتر هستند. (۷-۸)، مکانیسم اصلی اتصال این سمانها جاذبه یونی بین گروههای کربوکسیل سمان و کلسیم موجود در مینا و عاج است. (۹)، سمانهای گلاس آینومر موادی با پایه آبی هستند که با واکنش اسیدی بین یک اسید پلی الکترولیت و یک گلاس فلورو آلومینو

علم دندانپزشکی در طول قرن گذشته شاهد تغییرات چشمگیری در زمینه اقدامات ترمیمی از جمله ترمیمهای چسبنده (Adhesive restorations) بوده است. (۱) در سال ۱۹۹۵، Bounocore درمان شیمیایی مینا را با محلول اسیدی به منظور تغییر دادن سطح مینا برای ارتقای اتصال رزین به آن مورد بررسی قرار داد. (۱-۲)، با توجه به برخی ویژگیهای خاص عاج نظیر ساختمان توبولار و رطوبت داخلی آن، پیوند به عاج نسبت به مینا دشوارتر است. این مسئله منجر به توسعه و پیشرفت در زمینه ایجاد انواع باندینگ‌های رزینی گردیده است. (۳)، تلاشهایی که منجر به بهبود مواد

شکستگی، نواقص ساختمانی، پوسیدگی یا ترمیم قبلی انتخاب شدند که به منظور درمان ارتودنسی خارج شده بودند. مینای باکالی دندانها، موزی محور طولی هر کدام از آنها با استفاده از یک فرز استوانه‌ای الماسی (Diamond bur, Diatech, Coltène/Whaledent, Altstätten, Switzerland) با سرعت بالا و خنک‌کننده آب و هوا برداشته شد. سطوح عاجی اکسپوز شده توسط کاغذ سمباده سیلیکون کارباید (3M ESPE, St Paul, MN, USA) ششصد دانه (Grit) ساییده و پرداخت شد. بنابراین ضخامت عاج به یک میلی‌متر کاهش پیدا کرد و عاج میانی اکسپوز گردید. سپس نمونه‌ها جهت اطمینان از اکسپوز شدن عاج و عدم وجود مینا در سطح باندینگ، زیر میکروسکوپ نوری (Olympus Optical Co, Tokyo, Japan) با بزرگنمایی بیست برررسی گردیدند. دندانهای انتخاب شده به طور تصادفی و بر اساس مطالعات مشابه (۱۷-۲۰) به شش گروه ۱۲ تایی تقسیم شدند. گروه یک (گروه شاهد): هیچ گونه آماده‌سازی روی سطح عاج انجام نشد.

گروه دو: سطح عاج با ژل اسید فسفریک (۳۷٪/۵) (Gel Etchant, Kerr Italia SpA, Scafati, Italy) به مدت ۱۵ ثانیه اچ و به مدت ۱۵ ثانیه شسته و با پوار ملایم هوا به مدت ۱۵ ثانیه خشک گردید. پس از آن باندینگ رزینی نسل پنجم Opti Bond Solo (Kerr Italia, SpA) به مدت ۱۵ ثانیه روی سطح عاج اعمال گردید و با پوار ملایم هوا حلال آن تبخیر شد و توسط دستگاه لایت کیور LED (Demetron A.2, Kerr Italia, S.p.A.) به مدت ده ثانیه و با شدت هزار میلی وات بر سانتی متر مربع و با فاصله یک میلی‌متر از سطح عاج کیور گردید.

گروه سوم: در این گروه ابتدا سطح عاج توسط پرایمر باندینگ رزینی نسل ششم Opti Bond XTR (Kerr Italia, SpA) به مدت بیست ثانیه و پس از آن با ادهزیو آن به مدت ۱۵ ثانیه آغشته شد و به مدت ده ثانیه کیور گردید.

گروه چهارم: ادهزیو باندینگ رزینی نسل هفتم Opti Bond All-in-One (Kerr Italia SpA.) در دو مرحله بر روی سطح عاج و هر یک به مدت بیست ثانیه به کار رفت و در ادامه به مدت ده ثانیه کیور گردید.

گروه پنجم: ابتدا یک پیمانه پودر با دو قطره مایع گلاس آینومر (GC Fuji Bond LC, GC Corporation, Tokyo, Japan) به مدت ده ثانیه مخلوط شدند و بر روی سطح عاج مالیده شد و سپس به صورت Pre-cure کیور گردید.

سیلیکات شکل می‌گیرند (۱۰) ولی از آنجایی که این مواد شکننده هستند به منظور افزایش خصوصیات فیزیکی و کاهش حساسیت به رطوبت، آنها تلاشهایی از جمله اضافه کردن رزین محلول در آب (Water-soluble resin) به منظور تولید گلاس آینومر اصلاح شده با رزین (Resin-modified GIC) صورت گرفته است. (۱۱)

همچنین با توجه به فرضیه الاستیک باندینگ (Elastic bonding) یک چسب رزینی بدون فیلر یا کم فیلر (-Unfilled or semi-filled adhesive resin) که به اندازه کافی ضخیم و نسبتاً الاستیک باشد می‌تواند فشارهای ناشی از انقباض پلی‌مریزاسیون را با افزایش طول الاستیک (Elastic elongation) جذب و خنثی کند و در نتیجه از ایجاد فاصله در حد فاصل دندان و ترمیم جلوگیری نماید و در نهایت باعث افزایش استحکام پیوند شود. به همین علت برای پیوند کامپوزیت رزین به دندان، باندینگ گلاس آینومر اصلاح شده با رزین همانند باندینگ جی‌سی فوجی‌باند (GC Fuji Bond LC) که ضخامتی بین باندینگ رزینی و گلاس آینومرهای معمولی دارد و نسبتاً الاستیک است، معرفی شد. (۱۲)، خاصیت الاستیسیته فوجی باند سخت شونده با نور باعث جبران انقباض کامپوزیت رزین و خنثی‌سازی فشارهای اکلوزالی بدون از دست رفتن پیوند می‌شود. استفاده از این ماده به عنوان لاینر مزایای مانند سیل طولانی مدت، حفاظت پالپ و کاهش فشار را دارد. همچنین مزایای واضح و قابل استنادی در رابطه با استفاده از چسب گلاس آینومر در پیوند کامپوزیت رزین‌ها به عاج وجود دارد که از جمله آن می‌توان به پیوند مناسب به عاج، مقادیر بالای آزادسازی فلوراید، القای رمینرالیزاسیون دندان، ظرفیت ایجاد پیوند شیمیایی و در نهایت حساسیت تکنیکی کمی در حین کاربرد را نام برد. (۱۳-۱۶)

تاکنون مطالعات کمی تأثیر چسب گلاس آینومر بر روی استحکام پیوند کامپوزیت رزین به عاج را مورد بررسی قرار داده‌اند. از این رو مطالعه حاضر با هدف مقایسه استحکام پیوند برشی کامپوزیت رزین به عاج توسط سه نوع مختلف باندینگ رزینی و یک چسب گلاس آینومر (GC Fuji Bond LC) انجام گردید.

روش بررسی

در این مطالعه آزمایشگاهی ۷۲ دندان پره مولر سالم بدون

کامپوزیت رزین به عاج توسط روشهای مورد مطالعه در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱: میانگین، انحراف معیار، حداقل و حداکثر استحکام پیوند برشی (مگاپاسکال) کامپوزیت رزین به عاج توسط روشهای مختلف مورد مطالعه

گروهها	انحراف معیار \pm میانگین	حداکثر-حداقل
Control	$0/68 \pm 0/32$	۰/۲۱-۱/۰۱
Single Bond	$8/99 \pm 4/49$	۴/۵۲-۱۵/۲۸
OptiBond XTR	$24/05 \pm 9/42$	۱/۴۰-۳۸/۲۰
All in One	$14/81 \pm 4/55$	۸/۴۰-۲۲/۶۰
GC Fuji BOND. co-cure	$2/06 \pm 1/41$	۱/۰۰-۵/۲۰
GC Fuji BOND. pre-cure	$3/04 \pm 1/44$	۱/۰۰-۵/۶۰

بر اساس یافته‌های این مطالعه بیشترین استحکام پیوند برشی ($24/05 \pm 9/42$ مگاپاسکال) کامپوزیت رزین به عاج در گروه سوم که از باندینگ رزینی (Kerr Italia, Opti Bond XTR) SpA روی سطح عاج استفاده شد، وجود داشت، در حالی که گروه شاهد که هیچ آماده‌سازی روی سطح عاج آن انجام نشد کمترین استحکام پیوند برشی ($0/68 \pm 0/32$ مگاپاسکال) را نشان داد. همچنین آزمون Tamhane's T2 نشان داد که به غیر از گروه پنجم و ششم ($p=0/892$) تفاوت استحکام پیوند برشی همه گروههای مورد مطالعه به صورت دو به دو معنی دار بود ($p < 0/05$). (جدول ۲)

یافته‌های این مطالعه نشان داد که استحکام پیوند برشی کامپوزیت رزین به عاج در گروه پنجم و ششم که از باندینگ گلاس آینومری (GC Fuji Bond LC, GC Corporation) به صورت Pre-cure و Co-cure استفاده شد به طور معنی‌داری از استحکام پیوند گروههایی که از باندینگ‌های رزینی استفاده شد (گروههای دو، سه و چهار) کمتر بود. ($p < 0/05$)

بحث

طبیعت ناهمگن عاج همیشه فرآیند باندینگ را سخت و مشکل می‌کند. عاج سالم و مینرالیزه اجازه انتشار مقدار زیادی از مونومرها را به داخل ساختمان خود نمی‌دهد، بنابراین عاج

گروه ششم: در این گروه پودر و مایع گلاس آینومر GC Fuji Bond LC (GC Corporation) مشابه گروه پنجم مخلوط گردید و به صورت لایه نازکی روی سطح عاج قرار داده شد اما کیور نگردید. در این گروه کیور گلاس آینومر به عنوان عامل باندینگ و کامپوزیت رزین به صورت هم‌زمان یا Co-cure انجام شد.

در هر گروه بلافاصله پس از قرار دادن باندینگ روی سطح عاج، تیوپ پلاستیکی شفاف با قطر داخلی سه میلی‌متر و ارتفاع دو میلی‌متر با کامپوزیت رزین میکروهیبرید Point 4 (Kerr Italia SpA., A3 Body Shade) پر و بر روی سطح عاج آماده شده قرار داده شد و به مدت ده ثانیه کیور گردید. در ادامه اضافات کامپوزیت رزین با تیغ جراحی برداشته شد و به مدت چهل ثانیه در تمام جهات کیور گردید. بعد از کیور کامپوزیت رزین، تیوپ پلاستیکی با دقت با یک تیغ جراحی برداشته شد، در نهایت یک میله کامپوزیت رزینی روی سطح عاج باقی ماند. همه مراحل آزمایش در دمای اتاق و طبق دستور کارخانه‌های سازنده انجام گردید. نمونه‌ها بعد از آماده‌سازی برای جلوگیری از دهیدراته شدن و ترک برداشتن در طی مراحل آزمایشگاهی مرطوب نگه داشته شد.

پس از انجام مراحل آماده‌سازی، نمونه‌ها به مدت دو هفته در آب مقطر با دمای اتاق نگه‌داشته شدند. (۱۸). برای اندازه‌گیری استحکام پیوند برشی از دستگاه تست مکانیکی (Zwick GmbH&Co, Ulm, Germany) با سرعت یک میلی‌متر بر دقیقه استفاده و مقدار نیرو در لحظه شکست نمونه‌ها یادداشت و استحکام پیوند از تقسیم نیروی وارد بر استوانه کامپوزیت رزینی به سطح مقطع نمونه‌ها محاسبه گردید.

توزیع نرمال داده‌ها با استفاده از آزمون Kolmogorov-Smirnov مورد تأیید قرار گرفت. ($p > 0/05$)، در حالی که همگنی واریانس‌ها توسط آزمون Levene مورد تأیید قرار نگرفت. ($p = 0/001$)، بنابراین از آزمونهای واریانس یک سویه (One-way ANOVA) و Tamhane's T2 برای مقایسه گروهها استفاده گردید، همچنین $p < 0/05$ به عنوان سطح معنی‌دار تلقی شد.

یافته‌ها

آزمون واریانس یک سویه نشان داد که تفاوت استحکام پیوند برشی کامپوزیت رزین به عاج بین گروههای مورد آزمایش معنی‌دار بود. ($p=0/001$)، میانگین استحکام پیوند برشی

جدول ۲: مقایسه بین گروهی میانگین استحکام پیوند برشی گروههای مورد مطالعه توسط آزمون آماری Tamhane's T2

گروهها	گروه اول	گروه دوم	گروه سوم	گروه چهارم	گروه پنجم	گروه ششم
Control	-	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۱۱	۰/۰۲
Single Bond	۰/۰۰۱	-	۰/۰۰۱	۰/۲۳	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
Opti Bond XTR	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	-	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
All in One	۰/۰۰۱	۰/۲۳	۰/۰۰۱	-	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱
GC Fuji BOND. co-cure	۰/۰۱۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	-	۰/۸۹
GC Fuji BOND. pre-cure	۰/۰۲	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۸۹	-

خشک کردن بیش از حد فیبریل‌های کلاژن برداشته شود. علی‌رغم دقت و مراقبت کافی کلینیسین گاهی ممکن است ساختار کلاژن بیش از حد مرطوب یا بیش از حد خشک شود. پارامتر مهم دیگری که چسبندگی را تحت تأثیر قرار می‌دهد انقباض حین پلی‌مریزاسیون کامپوزیت رزین می‌باشد که موجب جدا شدن رزین از لایه هیبرید می‌شود. (۱۲)، سطح بدون فاصله معمولاً وقتی دیده می‌شود که یک ادهزیو رزین Particle filled و ضخیم در زیر ترمیم کامپوزیت رزین وجود داشته باشد و این شواهد فرضیه پیوند الاستیک (Elastic bonding) را معرفی می‌کند. (۲۴-۲۵)، در این حالت یک لایه ضخیم الاستیک Unfilled یا Semi-filled ادهزیو رزین می‌تواند ریزش ناشی از انقباض پلی‌مریزاسیون را خنثی کند و موجب جلوگیری از جدا شدن رزین شود که این به دلیل تغییر طول الاستیک این لایه می‌باشد. (۱۲)

Powell و همکارانش نشان دادند استفاده از لاینر گلاس آینومر اصلاح شده با رزین که تکنیک دو لایه‌ای (Bilayered technique) نامیده می‌شود موجب کاهش و به حداقل رساندن سختی (Stiffness) شده و در نتیجه طول عمر لایه ادهزیو و ترمیم را در پی دارد. (۲۶)، GC Fuji Bond LC به عنوان یک ادهزیو با پایه گلاس آینومری اخیراً به عنوان یک جایگزین برای ادهزیوهای رزینی قدیمی تولید شده است. (۱۹)

در تأیید نتایج این مطالعه Tulunoglu و همکاران میزان ریزش باندینگ‌های رزینی نسل چهارم، پنج و شش و باندینگ گلاس آینومری GC Fuji Bond LC را روی عاج با یکدیگر مقایسه کردند و نتیجه گرفتند که باندینگ رزینی نسل ششم که در این مطالعه Clearfil Liner Bond بود، کمترین میزان ریزش را نشان داد. (۲۷)، همچنین بررسی سطوح باندینگ با میکروسکوپ الکترونی نشان داد که استفاده از باندینگ گلاس آینومری روی سطوح عاجی هیچ گونه استتاله رزینی ایجاد نمی‌کند. (۲۰)، ولی در تضاد با نتایج مطالعه حاضر،

باید به طور مناسب اچ شود تا کانال‌های بین فیبریل‌های کلاژن به منظور عبور و انتشار مونومرها در عاج دمیترالیزه ایجاد شود. (۲۱)، پس از اچینگ عاج حفظ فضای بین فیبریل‌های کلاژن دمیترالیزه که به دنبال برداشت کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت ایجاد شده‌اند بسیار مهم و دشوار است. این ماتریکس کلاژن دمیترالیزه بدون حمایت می‌تواند به آسانی کلاپس شود و موجب کاهش فضای بین فیبریلی و از دست دادن توانایی نفوذ مونومرهای رزینی به داخل ساختمان شود. بنابراین حفظ یکپارچگی ساختاری کلاژن دمیترالیزه بسیار مهم و ضروری می‌باشد. (۲۲)

مطالعه حاضر که با هدف مقایسه میزان استحکام پیوند برشی سه نوع مختلف باندینگ رزینی نسل پنج، شش و هفت و یک باندینگ گلاس آینومری GC Fuji Bond LC انجام گرفت نشان داد که استحکام پیوند برشی کامپوزیت رزین به عاج بین گروههای مورد مطالعه معنی‌دار است. در این مطالعه از نیروی برشی برای ارزیابی استحکام پیوند استفاده شد چون که فشارهای برشی بیشترین نوع فشارهای دخیل در شکست باندینگ در شرایط بالینی است و انجام این آزمایش به آسانی و به سرعت صورت می‌گیرد. اگرچه کنترل اعمال نیرو به صورت کاملاً برشی بر فصل مشترک دو ماده مشکل است. (۲۳)، همچنین در مطالعه حاضر تمام نمونه‌ها جهت تکمیل واکنش پلی‌مریزاسیون و جلوگیری از خشک شدن به مدت دو هفته در آب مقطر در دمای اتاق نگهداری شدند.

نتایج به دست آمده در این مطالعه نشان داد که استفاده از باندینگ GC Fuji Bond LC روی سطح عاج به طور معنی‌داری استحکام پیوند کمتری نسبت به باندینگ‌های رزینی مورد مطالعه ایجاد کردند و از بین باندینگ‌های رزینی، باندینگ Opti Bond XTR بیشترین میزان استحکام پیوند را ایجاد کرد. در حال حاضر مواد باندینگ نسل پنجم نیازمند شستشو پس از فرآیند اچینگ می‌باشند، پس باید به دقت آب اضافی آن بدون

(۱) ملایم (۲ متوسط و ۳) قوی، ادهزیوهای سلف اچ قوی اسیدیتته‌ای حدود یک یا کمتر دارند و همان‌طور که گفته شد باعث دمیترالیزاسیون وسیع به مانند تکنیک توتال اچ شده در حالی که رزین توانایی نفوذ در این عمق دمیترالیزاسیون را ندارد. (۲۲)، ثابت شده که این اسیدیتته قوی میزان استحکام پیوند این ادهزیوها را روی عاج به شدت کاهش می‌دهد (۳۰-۳۲)، در حالی که ادهزیوهای سلف اچ ملایم اسیدیتته‌ای حدود دو دارند و دمیترالیزاسیونی به عمق یک میکرومتر در عاج ایجاد می‌کنند که در نهایت یک لایه هیبرید تقریباً نازکی به وجود می‌آید. (۳۱، ۳۳)

امروزه یک سری ادهزیوهای سلف اچ جدید مثل Opti Bond XTR که در مطالعه حاضر استفاده شد وارد بازار شده‌اند که اسیدیتته‌ای حدود ۱/۵ دارند و جزء ادهزیوهای سلف اچ متوسط طبقه‌بندی می‌شوند و مزایای ادهزیوهای سلف اچ ملایم و قوی را داشته و یک لایه هیبرید با ضخامت مناسب ایجاد می‌کند که این لایه با دمیترالیزاسیون نسبی در قاعده لایه هیبرید به مانند ادهزیوهای سلف اچ ملایم عمل می‌کند که امکان ایجاد پیوند شیمیایی را هم فراهم می‌نماید. (۲۲)، بنابراین می‌توان گفت به همین دلیل است که در این مطالعه بر خلاف بعضی مطالعات قبلی باندینگ Opti Bond XTR میزان استحکام پیوند بالاتری را نشان داد. همچنین نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که استفاده از باندینگ GC Fuji Bond LC به صورت Pre-cure و Co-cure هیچ تفاوت معنی‌داری در استحکام پیوند برشی ایجاد نمی‌کند و این مطابق نتایج مطالعه‌ای است که توسط Tulunoglu به دست آمد. (۲۷)

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج این مطالعه و ویژگیهای عاج دندان، هنوز کاربرد چسب گلاس آینومری GC Fuji Bond LC جهت اتصال کامپوزیت رزین به عاج دندان توصیه نمی‌شود. همچنین در بین باندینگ‌های رزینی، باندینگ خود اچ‌شونده Opti Bond XTR برای پیوند کامپوزیت رزین به عاج دندان مناسبتر است.

REFERENCES

1. Bu Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955 Dec;34(6):849-53.

Neelimia و همکاران بیان کردند که باندینگ رزینی نسل پنجم (Single Bond) بیشترین استحکام پیوند را دارد و باندینگ رزینی نسل ششم (Adhes) با GC Fuji Bond LC تفاوت معنی‌داری نداشتند. (۱۸)

همچنین Satish و همکاران میزان ریزش ادهزیوهای نسل پنجم (Single Bond) و نسل ششم (Prompt L-Pop) و Fuji Bond LC را مقایسه کردند و مشخص شد که باندینگ Prompt L-Pop بیشترین میزان ریزش را دارد و در بین تمام گروهها GC Fuji Bond LC مطلوبترین عملکرد را دارد (۱۹)، که دلیل احتمالی آن اسیدیتته پایین (۰/۴ - ۰/۸) باندینگ Prompt L-Pop می‌باشد و با توجه به ادعای Van Meerbeek مونومرهای اسیدی خیلی قوی هستند و می‌توانند تا عمق زیادی عاج را دمیترالیزه کنند ولی ممکن است رزین نتواند تا این عمق نفوذ کند و از سوی دیگر ترکیب اسیدی قوی موجب دناتوره کردن یا تخریب الیاف کلاژن می‌شود. (۲۵)

مکانیسم باندینگ یک ادهزیو گلاس آینومری به عاج از طریق مکانیسم شیمیایی و میکرومکانیکال است. به این ترتیب که با یک پارسیل دمیترالیزاسیونی که توسط اسید پلی‌آکرلیک در عاج اتفاق می‌افتد میکروپوروزیتی‌هایی با عمق کمتر از یک میکرومتر ایجاد می‌شود و در نتیجه با نفوذ مونومرهای رزینی لایه هیبرید نازکی ایجاد می‌گردد و پیوند یونی بین اسید پلی‌آکرلیک و هیدروکسی آپاتیت‌های باقیمانده بین شبکه الیاف کلاژن در لایه هیبرید ایجاد می‌گردد، (۲۸-۲۹) که این مکانیسم چسبندگی شبیه به مکانیسم چسبندگی باندینگ‌های رزینی سلف اچ با اسیدیتته ملایم می‌باشند با این تفاوت که وزن مولکولی مونومر با پایه کربوکسیل که در گلاس آینومر وجود دارد خیلی بیشتر از وزن مولکولی مونومرهای اسیدی موجود در باندینگ‌های رزینی سلف اچ است، بنابراین قدرت نفوذ مونومرهای گلاس آینومری خیلی کمتر خواهد بود و در نتیجه استتاله‌های رزینی کوتاهتری ایجاد کرده و در نهایت باعث ایجاد استحکام پیوند ضعیفتر و همچنین میزان ریزش بیشتری خواهد شد. (۲۲)

از طرفی ادهزیوهای سلف اچی که امروزه استفاده می‌شوند چه در نسل شش و چه در نسل هفت از لحاظ میزان اسیدیتته به سه زیر گروه تقسیم می‌شوند:

2. Chandler HH, Bowen RL, Paffenbarger GC, Mullineaux AL. Clinical investigation of a radiopaque composite restorative material. J Am Dent Assoc. 1970 Oct; 81(4): 935-40.

3. Miguez PA, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereira PN. Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. *J Adhes Dent*. 2003 Summer;5(2):107-12.
4. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *J Adhes Dent*. 2000 Spring;2(1):57-65.
5. Goldstein RE. Is your spouse's smile aesthetic? *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003 Oct;15(9):703.
6. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. The effects of bonding system and light curing method on reducing stress of different C-factor cavities. *J Adhes Dent*. 2001 Summer;3(2):177-83.
7. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int*. 1992 Feb;23(2):135-41.
8. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*. 1991 Jul-Aug;3(4):133-8.
9. Smith DC. A new dental cement. *Br Dent J*. 1968 Nov 5;124(9):381-4.
10. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*. 1972 Feb 15;132(4):133-5.
11. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res*. 1991 Jan;70(1):72-4.
12. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res*. 1993 Oct; 72(10): 1434-42.
13. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. 2005 Sept;21(9):864-81.
14. Tyas MJ, Burrow MF. Clinical evaluation of a resin-modified glass ionomer adhesive system: results at five years. *Oper Dent*. 2002 Sept-Oct;27(5):438-41.
15. Tantbirojn D, Rusin RP, Bui HT, Mitra SB. Inhibition of dentin demineralization adjacent to a glass-ionomer/ composite sandwich restoration. *Quintessence Int*. 2009 Apr; 40(4):287-94.
16. Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC. Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent Mater*. 1998 Nov; 14(6):417-23.
17. Yap AU, Ho KS, Wong KM. Comparison of marginal sealing ability of new generation bonding systems. *J Oral Rehabil*. 1998 Sept;25(9):666-71.
18. Neelima L, Sathish ES, Kandaswamy D; Bupesh. Evaluation of microtensile bond strength of total-etch, self-etch, and glass ionomer adhesive to human dentin: an in vitro study. *Indian J Dent Res*. 2008 Apr-Jun; 19(2): 129-33.
19. Satish G, Gopikrishna V, Ballal SN, Kandaswamy D, Mamatha Y. Evaluation of the marginal sealing ability of a total etch adhesive in comparison with a self-etching adhesive and a resin modified glass ionomer adhesive-An in-vitro fluorescent dye penetration test. *J Conserv Dent* 2006 Dec; 9(2):55-62.
20. El-Askary FS, Nassif MS, Fawzy AS. Shear bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin: effect of smear layer thickness and different dentin conditioners. *J Adhes Dent*. 2008 Dec;10(6):471-9.
21. Gordan VV, Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE. Evaluation of acidic primers in microleakage of Class 5 composite resin restorations. *Oper Dent*. 1998 Sept-Oct; 23(5):244-9.
22. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003 May-Jun;28(3):215-35.
23. De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts. *Int J Prosthodont*. 2006 Mar-Apr;19(2):136-42.
24. Zheng L, Pereira PN, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent*. 2001 Jan-Feb;26(1):97-104.
25. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent*. 2001 Fall;3(3):237-45.
26. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*. 2001 Sept;17(5):373-80.
27. Tulunoglu O, Uçtaş M, Alaçam A, Omürlü H. Microleakage of light-cured resin and resin-modified glass-ionomer dentin bonding agents applied with co-cure vs pre-cure technique. *Oper Dent*. 2000 Jul-Aug; 25(4): 292-8.
28. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. 2004 Jun;83(6):454-8.
29. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res*. 1998 Jan;77(1):50-9.
30. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent*. 2000 Nov;13(Spec No):3D-18D. Review.
31. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater*. 2001 Sept;17(5):430-44.
32. Bernades Kde O, Hilgert LA, Ribeiro AP, Garcia FC, Pereira PN. The influence of hemostatic agents on dentin and enamel surfaces and dental bonding: A systematic review. *J Am Dent Assoc*. 2014 Nov;145(11):1120-8.
33. Hamama HH, Burrow MF, Yiu C. Effect of dentine conditioning on adhesion of resin-modified glass ionomer adhesives. *Aust Dent J*. 2014 Jun;59(2):193-200.